

**PCT**  
 WELTORGANISATION FÜR GEISTIGES EIGENTUM  
 Internationales Büro  
 INTERNATIONALE ANMELDUNG VERÖFFENTLICHT NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE  
 INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT)



<p>(51) Internationale Patentklassifikation <sup>6</sup> : <b>A61F 2/36</b></p>	<b>A1</b>	<p>(11) Internationale Veröffentlichungsnummer: <b>WO 96/15739</b></p> <p>(43) Internationales Veröffentlichungsdatum: 30. Mai 1996 (30.05.96)</p>
<p>(21) Internationales Aktenzeichen: <b>PCT/DE95/01655</b></p> <p>(22) Internationales Anmeldedatum: 20. November 1995 (20.11.95)</p> <p>(30) Prioritätsdaten: P 44 42 204.0 19. November 1994 (19.11.94) DE</p> <p>(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten ausser US): ARTOS MEDIZINISCHE PRODUKTE GMBH [DE/DE]; Nunsdorfer Ring 29, D-12277 Berlin (DE).</p> <p>(72) Erfinder; und (75) Erfinder/Anmelder (nur für US): LOB, Günter [DE/DE]; Ehrwalder Strasse 82, D-81377 München (DE). FISCHER, Hans-Joachim [DE/DE]; Messmerstrasse 10, D-12277 Berlin (DE). STEÜR, Gerd [DE/DE]; Turmstrasse 47, D-10551 Berlin (DE). KRANZ, Curt [DE/DE]; Kufsteiner Strasse 12, D-10825 Berlin (DE).</p> <p>(74) Anwalt: CHRISTIANSEN, Henning; Pacelliallee 43/45, D-14195 Berlin (DE).</p>	<p>(81) Bestimmungsstaaten: AL, AM, AU, BB, BG, BR, BY, CA, CN, CZ, EE, FI, GE, HU, IS, JP, KG, KP, KR, KZ, LK, LR, LT, LV, MD, MG, MK, MN, MX, NO, NZ, PL, RO, RU, SG, SI, SK, TJ, TM, TT, UA, US, UZ, VN, europäisches Patent (AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE), OAPI Patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, ML, MR, NE, SN, TD, TG), ARIPO Patent (KE, LS, MW, SD, SZ, UG).</p> <p><b>Veröffentlicht</b> Mit internationalem Recherchenbericht. Vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche zugelassenen Frist. Veröffentlichung wird wiederholt falls Änderungen eintreffen.</p>	

(54) Title: MODULAR JOINT PROSTHESIS

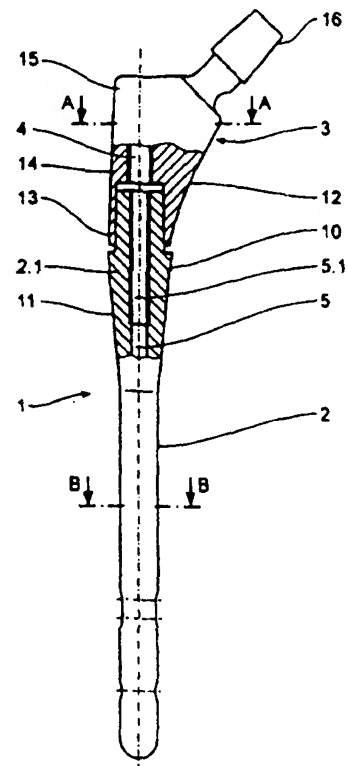
(54) Bezeichnung: MODULARE GELENKPROTHESE

(57) Abstract

The invention concerns a modular hip joint prosthesis (1) which can be assembled from a head section (3), which is provided with a connection for the ball of the joint, and a shaft section (2). The shaft section (2) can be joined by a socket connection to the head section (3) and means are provided to fix the socket connection; the socket connection is situated in the region of the Shenton's arch and the respective contours in longitudinal section of the head and shaft sections (3, 2) in the region of the connection merge smoothly without any substantial change in direction, irrespective of the relative mutual alignments of the sections at any given time, with the exception of a slit in the immediate vicinity of the connection.

(57) Zusammenfassung

Die Erfindung betrifft eine modulare Hüftgelenkprothese (1), welche aus einem mit einem Anschluß für eine Gelenkkugel versehenen Kopfteil (3) und einem Schaftteil (2) zusammenfügbar ist, wobei das Schaftteil (2) mit dem Kopfteil (3) mittels einer Steckverbindung mit diesem verbindbar ist und Mittel zur Arretierung der Steckverbindung vorgesehen sind, wobei die Steckverbindung im Bereich des Adamschen Bogens vorgesehen ist und die Kontur von Kopf- und Schaftteil (3, 2) im Verbindungsbereich im Längsschnitt unabhängig von der jeweiligen relativen Ausrichtung der beiden Teile mit Ausnahme eines Spalts im unmittelbaren Anschlußbereich ohne wesentliche Richtungsänderung aneinander anschließt.



# **LEDIGLICH ZUR INFORMATION**

Codes zur Identifizierung von PCT-Vertragsstaaten auf den Kopfbögen der Schriften, die internationale Anmeldungen gemäss dem PCT veröffentlichen.

AT	Österreich	GA	Gabon	MR	Mauritanien
AU	Australien	GB	Vereinigtes Königreich	MW	Malawi
BB	Barbados	GE	Georgien	NE	Niger
BE	Belgien	GN	Guinea	NL	Niederlande
BF	Burkina Faso	GR	Griechenland	NO	Norwegen
BG	Bulgarien	HU	Ungarn	NZ	Neuseeland
BJ	Benin	IE	Irland	PL	Polen
BR	Brasilien	IT	Italien	PT	Portugal
BY	Belarus	JP	Japan	RO	Rumänien
CA	Kanada	KE	Kenya	RU	Russische Föderation
CF	Zentrale Afrikanische Republik	KG	Kirgisistan	SD	Sudan
CG	Kongo	KP	Demokratische Volksrepublik Korea	SE	Schweden
CH	Schweiz	KR	Republik Korea	SI	Slowenien
CI	Côte d'Ivoire	KZ	Kasachstan	SK	Slowakei
CM	Kamerun	LI	Liechtenstein	SN	Senegal
CN	China	LK	Sri Lanka	TD	Tschad
CS	Tschechoslowakei	LU	Luxemburg	TG	Togo
CZ	Tschechische Republik	LV	Lettland	TJ	Tadschikistan
DE	Deutschland	MC	Monaco	TT	Trinidad und Tobago
DK	Dänemark	MD	Republik Moldau	UA	Ukraine
ES	Spanien	MG	Madagaskar	US	Vereinigte Staaten von Amerika
FI	Finnland	ML	Mali	UZ	Usbekistan
FR	Frankreich	MN	Mongolei	VN	Vietnam

---

Modulare Gelenkprothese

---

Beschreibung

Die Erfindung betrifft eine modulare Gelenkprothese der im Oberbegriff des Anspruchs 1 angegebenen Art.

./..

Gelenkprothesen werden in unterschiedlichsten Formen und Größen insbesondere als Hüftgelenkprothesen hergestellt, um eine gute Anpassung an die anatomischen Bedingungen des jeweiligen Patienten zu schaffen.

- 5 Durch mehrteilige Ausführung mit kraftschlüssiger Verbindung der entsprechenden Einzelteile im proximalen Bereich kann die Anpassung optimal erfolgen. Dabei ist gleichzeitig ein Positionierung des Gelenkkopfes unabhängig vom Schaftdurchmesser möglich.
- 10 Aus der EP-B1 0 243 298 ist ein Bausatz für eine Schaftprothese bekannt, der ein mit einer Gelenkkugel versehbares Kopfteil, ein im Knochen verankerbares Endteil und ein zwischen beiden positionierbares Zwischenteil enthält. Alle Teile weisen konische Bohrungen bzw. dazu passende Zapfen
- 15 auf, wodurch die Prothese durch Herstellen konischer Steckverbindungen zusammengesetzt werden kann. Kopf- und Zwischenteil weisen jeweils eine axiale Durchgangsbohrung auf.

- Beim Zusammenfügen der Einzelteile sind die entsprechenden Bohrungen axial in Richtung des Schaftes ausgerichtet. Die
- 20 Einzelteile der Prothese werden unter Verwendung eines eine Kraft in axialer Richtung übertragenden Zugankers zusammengefügt, welcher sowohl das Kopfteil als auch nachfolgende Schaftteile durchdringt und in die Gewindebohrung des Endteils einschraubbar ist. Dadurch werden das Kopfteil, oder
- 25 das Zwischenteil und das Endteil fest zusammengezogen, so daß eine Lockerung der einzelnen Prothesenteile durch die mechanische Belastung bei Benutzung nicht zu befürchten ist.

Die vorstehend beschriebene Lösung weist den Nachteil auf, daß bei der vorbekannten Hüftgelenkprothese aufgrund der Gestaltung des Kopfteils bzw. der zweiteiligen Ausbildung des Schaftteils unter Verwendung eines zusätzlichen Zwischen-  
5 schenteils ein universelles, d.h. eine für die Mehrzahl der zu erwartenden Krankheitsfälle einsetzbare Ausführung nicht erzielbar ist.

Ausgehend von den Mängeln des Standes der Technik liegt der Erfindung die Aufgabe zugrunde, eine modulare Hüftgelenk-  
10 prothese der eingangs genannten Gattung zu schaffen, welche durch die Ausbildung seiner Einzelteile die Möglichkeit zur Herstellung einer universell verwendbaren Prothese bietet.

Diese Aufgabe wird mit den kennzeichnenden Merkmalen des Anspruchs 1 gelöst.

15 Die Erfindung schließt die Erkenntnis ein, daß durch die zweiteilige Ausbildung einer Hüftgelenkprothese günstige Bedingungen für einen universellen Einsatz vorhanden sind, wenn die sich ergebende Bauform unabhängig von der Art der Montage an die Form einer heutigen Standard-Prothese ange-  
20 paßt ist. Dies wurde mit den erfindungsgemäßen Maßnahmen unabhängig von der Ausrichtung des Schaftendes in Bezug auf das Kopfteil erreicht. Hierbei ist insbesondere dafür gesorgt, daß die Steckverbindung für die Verbindung der Schaftteile in einem Bereich gelegen ist, der bei Anpassung  
25 an den geräumten Markraum für dessen Aufnahme keine Ausbuchtungen oder Erweiterungen benötigt. Mit den erfindungsgemäßen Maßnahmen läßt sich eine Schaftprothese erzeugen, die bei üblichen Abmessungen (und insbesondere unter präziser Anpassung an den geräumten Knocheninnenraum) eine patientenindividuelle Gestaltung ermöglicht. Dies läßt sich bei  
30

einer Mindestzahl von vorrätig zu haltenden Baugruppen und damit kostengünstig erzielen.

Dies ist auch gleichzeitig eine Voraussetzung dafür, daß aus einer rechtsseitig implantierbaren Prothese lediglich  
5 durch eine 180°-Schwenkbewegung des Prothesenkopfteils um die Längsachse der Steckverbindung eine linksseitig implantierbare Hüftgelenkprothese hergestellt werden kann, wobei auch alle Zwischenstellungen möglich sind. Dadurch, daß sich der Schaftbereich unterhalb der Verbindungsstelle ko-  
10 nisch erweitert, ist auch hier bereits für eine sichere Krafteinleitung in den Knochen gesorgt, so daß der Verbindungsbereich entlastet ist.

Mit den erfindungsgemäßen Maßnahmen lassen sich auch extrem lange Prothesen in unterschiedlichen Variationen zusammen-  
15 fügen, wobei durch die Möglichkeit der optimalen Formeinstellung durch Rotation im Verbindungsbereich der optimale Sitz einer jeden Prothesenzusammenstellung in anatomisch korrekter Form sichergestellt ist. Mit den Mitteln der Erfindung läßt sich mit einer Bausatzprothese im Ergebnis na-  
20 hezu die individuelle Paßgenauigkeit einer patientenindividuell gefertigten Prothese erzielen.

Entsprechend einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung ist die für eine zementfreie Implantation vorgesehene Hüftgelenkprothese aus einem Kopfteil und einem Schaftteil  
25 zusammensetzbar. Dabei ist am proximalen Ende des Schaftteils ein konischer Zapfen und am distalen Ende des Kopfteils eine Ausnehmung mit entsprechenden Abmaßen vorgesehen, welche nach erfolgter Montage der Gelenkprothese eine Steckverbindung bilden. Das Kopfteil ist in eine Basis und  
30 einen zum Tragen der Gelenkkugel vorgesehenen Anschlußzap-

./...

fen gegliedert. Das Querschnittsprofil der Basis des Kopf-  
teils ist im wesentlichen elliptisch ausgebildet, wobei die  
große Halbachse der Querschnitts-Ellipse nach distal konti-  
nuierlich abnimmt.

- 5 An der dorsalen bzw. frontalen Seitenfläche des Kopf-  
teils jeweils eine Profilierung aus sich axial erstreckenden,  
verrundete Außenkanten aufweisende Rippen vorgesehen ist.  
Dadurch wird in vorteilhafter Weise eine große Oberfläche  
geschaffen, die eine Fixation der Prothese durch Einwachsen  
10 von Knochenmaterial begünstigt.

Die Basis des Kopfteils weist bevorzugt ein bei Ansicht von  
dorsal bzw. frontal ein sich in proximaler Richtung erwei-  
terndes Längsschnittprofil auf, das an seiner lateralen  
Seite durch zwei, einen stumpfen Winkel einschließende Ge-  
15 raden und an seiner medialen Seite durch ein konkaves Bo-  
genstück begrenzt ist. Dabei setzt sich die distal befind-  
liche Gerade des Geradenpaares und das Bogenstück jeweils  
in einer Geraden fort, welche das sich nach distal konisch  
verjüngende Längsschnittsprofil eines sich unterhalb des  
20 Einsteckkonus befindlichen proximalen Abschnitts des  
Schaftteils begrenzen.

Die Geraden des Geradenpaares des Kopfteil-Profils weisen  
eine unterschiedliche Länge und jeweils eine Neigung in  
Richtung der Mittelachse des Kopfteils auf, wobei sich die  
25 kürzere Gerade am distalen Ende des Kopfteils befindet.

Nach einer günstigen Weiterbildung der Erfindung ist ein  
Längenverhältnis der Geraden in einem Bereich von sechs bis  
zehn vorgesehen.

Das proximale Ende des Schaftteils ist als gerader, sich nach distal verjüngender Kegelstumpf ausgebildet, welcher an seinem distalen Ende in einen im wesentlichen zylindrisch ausgebildeten Schaftabschnitt absatzfrei übergeht.

5 Der Durchmesser der proximalen Kreisfläche des Kegelstumpfes entspricht der Länge der großen Halbachse des elliptischen Gesamt-Querschnittsfläche am distalen Ende des Kopf-

teils. Er ist jedoch größer als die Länge der kleinen Halbachse der vorgenannten Querschnittsfläche. Der sich da-

10 durch ergebende geringe Überstand des Schaftteils an der Trennstelle schafft bei implantierter Hüftgelenkprothese eine zusätzliche Verankerung des Schaftteils, welche in günstiger Weise einer Schaftlockerung entgegenwirkt, wenn ein medizinisch erforderlicher Austausch des Kopf-

15 teils durchgeführt werden soll.

Als Höhe des Kegelstumpfes ist ein Wert von einem Viertel bis einem Fünftel der wirksamen Schaftlänge günstig.

Entsprechend einer anderen Weiterbildung der Erfindung weist der zylindrische Abschnitt des Schaftteils eine Pro-

20 filierung in Form von sich axial erstreckenden Rippen auf, deren periphere Kanten verrundet ausgebildet sind. Die Rippen sind gleichmäßig am Schaftumfang verteilt. Der zylindrisch ausgebildete Abschnitt des Schaftteils weist eine nach frontal gerichtete, gleichmäßige Krümmung auf und

25 schafft somit in vorteilhafter Weise Voraussetzungen für die Anpassung der Prothese an die Anatomie des Oberschenkelknochens.

Entsprechend einer anderen vorteilhaften Ausführungsform der Erfindung weist das Schaftteil eine in Richtung der Schaft-

30 achse verlaufende Längsbohrung auf. Diese Längsbohrung

./...

- 7 -

läuft an ihrem distalen Ende in mindestens eine seitliche Öffnung in der Schaftwandung aus. Die seitliche Öffnung ist in Form eines Langloches ausgebildet. Sie dient einerseits dem Druckausgleich beim Einsetzen der Hüftgelenkprothese und ermöglicht andererseits in günstiger Weise den Austritt 5 medizinischer Wirkstoffe, welche durch Plazieren eines Wirkstoffspenders am distalen Ende des Längsbohrung des Schaftteils einbringbar sind. Der mittlere Durchmesser der Längsbohrung weist deshalb einen Wert auf, welcher die Positionierung des Wirkstoffspenders in der Nähe der Wandungsöffnungen im distalen Bereich des Schaftteils ermöglicht. 10

Nach einer anderen Weiterbildung der Erfindung ist zwischen dem distalen Ende der Längsbohrung des Schaftteils und dem 15 distalen Schaftende eine sich quer zur Schaftachse erstreckende Durchgangsbohrung zur Aufnahme weiterer Fixierungsmittel vorgesehen. Der Durchmesser der Querbohrung ist derart gewählt, daß die Möglichkeit des Einsetzens eines Küntscher-Nagels besteht. Der Einsatz von Fixierungsmitteln am 20 distalen Schaftende der Hüftgelenkprothese erhöht die Verdrehsicherheit und die axiale Belastbarkeit der Prothese.

Da die auf die Endoprothese wirkende Biegebelastung zeitlich nicht konstant ist, sondern hinsichtlich Betrag und Richtung entsprechend den natürlichen Belastungszuständen 25 der Endoprothese Schwankungen unterliegt, treten zwischen Zapfen und Bohrung Mikrobewegungen auf. Diese Mikrobewegungen können in Verbindung mit den am Mündungsrand der Bohrung auftretenden lokalen Spannungsspitzen zu einem Materialabtrag und damit zu einem frühzeitigen Verschleiß führen, was auch als Fretting bezeichnet wird. 30

./...

Die am Mündungsrand der Bohrung auftretenden lokalen Spannungsspitzen rühren daher, daß bei einer weitgehend starren Zapfenaufnahme bei einer Verschränkung von Zapfen und Bohrung aufgrund einer Biegebelastung die wirksame spannungsaufnehmende Kontaktfläche verringert wird. Im Extremfall berührt der Zapfen die Innenwand der Bohrung nur noch unmittelbar am Mündungsrand sowie auf der gegenüberliegenden Seite am Boden der Bohrung.

Gemäß einer vorteilhaften weiterbildenden Variante der Erfindung von eigener schutzwürdiger Bedeutung wird deshalb die Elastizität des Schaftelements kurz vor dem Mündungsende der Kegelbohrung erhöht, damit sich die Innenwand der Bohrung bei einer Biegebelastung der Endoprothese und damit zusammenhängend einer Verschränkung der Längsachsen von Zapfen und Bohrung an die Stellung des Zapfens anpaßt und mit der Mantelfläche des Zapfens eine hinreichend große spannungsaufnehmende Kontaktfläche bildet. Das unmittelbare Ende des Konus behält jedoch seine Wandungsstärke, um hier eine ausreichende Festigkeit beizubehalten. Somit wird erreicht, daß die Krafteinleitung im Endbereich des Konus über eine größere Länge verteilt wird und somit eine Überbeanspruchung im unmittelbaren Mündungsbereich vermieden ist.

Das Kopfteil bzw. das Schaftteil mit der konischen Bohrung weist hierzu an der Außenseite in Höhe der Bohrung eine in Bezug auf die Längsachse der Bohrung mindestens teilweise umlaufende Einkerbung auf. Hierdurch wird die Wandstärke der Zapfenaufnahme verringert und damit deren Nachgiebigkeit erhöht. Bei einer Biegebelastung der Gelenkprothese und daraus folgend einer Verschränkung von Zapfen und Bohrung gegeneinander paßt sich deshalb die Innenkontur der Bohrung an die Stellung des Zapfens an und die spannungs-

aufnehmende Kontaktfläche zwischen Zapfen und Bohrung wird nur geringfügig verringert, was in einer geringeren mechanischen Belastung am Mündungsrand der Bohrung resultiert und damit zu einem geringeren mechanischen Verschleiß führt.

- 5 Durch die Schwächung des Materials infolge der Einkerbung erfolgt die Krafteinleitung nicht erst als maximale Spitze am Mündungsende der konischen Bohrung, sondern vergleichmäßig auf der gesamten Kontaktfläche von Zapfen und Bohrung. Durch diese Vergleichmäßigung der Krafteinleitung wird der
- 10 Maximalwert der mechanischen Spannung verringert und somit eine Überlastung des Materials verhindert.

Vorteilhafte Weiterbildungen der Erfindung sind in den Unteransprüchen gekennzeichnet bzw. werden nachstehend zusammen mit der Beschreibung der bevorzugten Ausführung der Er-

15 findung anhand der Figuren näher dargestellt. Es zeigen:

Figur 1 eine bevorzugte Ausführungsform der Erfindung als Darstellung eines Teillängsschnittes in Ansicht von dorsal bzw. frontal,

Figur 2 die Darstellung der in Figur 1 gezeigten Ausführungsform der Erfindung in Ansicht von lateral,

20

Figur 3 eine Schnittdarstellung längs der Linie A...A gemäß Figur 1,

Figur 4 einen weiteren Schnitt längs der Linie B...B gemäß Figur 1,

25 Figur 5 eine Abwandlung der in Figur 1 gezeigten Gelenkprothese in Teilschnittdarstellung,

- 10 -

Figur 6 das Kopfteil der in Figur 5 dargestellten Gelenkprothese ebenfalls in Teilschnittdarstellung sowie

Figur 7 einen Ausschnitt aus Figur 6.

In den Figuren 1 und 2 ist die bevorzugte Ausführungsform der Erfindung als Teillängsschnitt mit Ansicht von dorsal/frontal bzw. in Seitenansicht von lateral dargestellt. Die Hüftgelenkprothese 1 besteht aus einem Schaftteil 2 und einem Kopfteil 3, welche einem Bausatz für modulare Hüftgelenkprothesen entnommen sind, in dem im wesentlichen gleichartig ausgebildete Kopf- bzw. Schaftteile in verschiedenen Baugrößen vorgesehen sind. Die jeweils gewählten Einzelelemente 2, 3 sind vorzugsweise durch Zusammenstecken ihrer, entsprechende konische Zapfen oder Ausnehmung aufweisenden proximalen oder distalen Enden miteinander verbindbar. Die erforderliche Stabilität der Steckverbindung wird durch - vorzugsweise als Zuganker ausgebildete - Mittel (nicht dargestellt) gesichert. Das jeweilige Schaftteil 2 ist als Hohlenschaft ausgebildet, wobei die sich axial erstreckende Längsbohrung 5 an ihrem proximalen Endabschnitt als Gewindebohrung 5.1 ausgebildet ist. Der (nicht dargestellte) Zuganker wird durch einen auf gleicher Achse wie die Längsbohrung 5 im Schaftteil 2 liegenden zylindrischen Kanal 4 im Kopfteil 3 geführt und in die Gewindebohrung 5.1 des Schaftteil 2 eingeschraubt.

Die Basis 15 des Kopfteils 3 weist bei Ansicht von dorsal bzw. frontal ein sich in proximaler Richtung erweiterndes Längsschnittprofil auf, das an seiner lateralen Seite durch zwei, einen stumpfen Winkel einschließende Geraden 13, 14 und an seiner medialen Seite durch ein konkaves Bogenstück 12 begrenzt ist. Dabei setzt sich die distal befindliche

./...

Gerade 13 des Geradenpaares 13, 14 und das Bogenstück 12 jeweils in einer Geraden 10, 11 fort, welche das sich nach distal konisch verjüngende Querschnittsprofil eines sich unterhalb des Einsteckkonus befindlichen proximalen, kegelförmigen Abschnitts 2.1 des Schaftteils 2 begrenzen.

Es ist ersichtlich, daß im Verbindungsbereich der Seitenansicht die Seitenlinien ohne wesentliche Steigungsänderung vom Schaftteil in den Kopfteil übergehen. Dies gilt im wesentlichen auch für die Ansicht der Schmalseite der Prothese, wie sie weiter unten beschrieben ist. Auf diese Weise zunächst einmal - bei gekrümmtem Schaftteil - ohne Verringerung der Kontinuität der Formkontur wahlweise eine links- oder eine rechtsseitige Prothese erzeugt werden. Da aber auch Zwischenstellungen ohne Schwierigkeiten bei ebenfalls gleichzeitiger Beibehaltung des optimierten Konturverlaufs eingestellt werden können, ist der Prothesensitz sehr präzise an die individuellen Gegebenheiten anpaßbar. Dies gilt auch für lange Schäfte, die als Knochennagelersatz in unterschiedlichen Längen zur Verfügung stehen. Damit ist mit einer minimalen Anzahl von Grundelementen die Versorgung einer Höchstzahl von durchaus unterschiedlich gelagerten Fällen versorgbar.

Die Geraden 13, 14 weisen eine unterschiedliche Länge und jeweils eine Neigung in Richtung der Mittelachse des Kopfteils 3 auf, wobei sich die kürzere Gerade 13 am distalen Ende des Kopfteils 3 befindet. Für das Längenverhältnis der Geraden 13, 14 ist ein Wert im Bereich von sechs bis zehn vorgesehen.

Das proximale Ende des Schaftteils 2 ist als gerader, sich nach distal verjüngender Kegelstumpf 2.1 ausgebildet, wel-

cher an seinem distalen Ende in einen im wesentlichen zylindrisch ausgebildeten, eine kontinuierliche Krümmung nach frontal aufweisenden Schaftabschnitt absatzfrei übergeht. Eine derartige Formgebung am proximalen Schaftende sichert  
5 in vorteilhafter Weise einen festen Sitz des Schaftteils im Markraum des Oberschenkelknochens. Für das Höhenmaß des Kegelstumpfes 2.1 ist ein Viertel bis ein Fünftel der wirksamen Länge (d.h. des in den Markraum einzubringenden Schaftabschnitts) des Schaftteils 2 günstig. Der Durchmesser der  
10 proximalen Kreisfläche des Kegelstumpfes 2.1 entspricht der Länge der großen Halbachse des elliptischen Gesamt-Querschnittsfläche am distalen Ende des Kopfteils 3. Er ist jedoch größer als die Länge der kleinen Halbachse der vorgenannten Querschnittsfläche. Der sich dadurch ergebende ge-  
15 ringe Überstand 17 des Schaftteils 2 an der Trennstelle 18 schafft bei implantierter Hüftgelenkprothese 1 eine zusätzliche Verankerung des Schaftteils 2, welche in günstiger Weise einer Schaftlockerung entgegenwirkt, wenn ein medizinisch erforderlicher Austausch des Kopfteils 3 durchgeführt  
20 werden soll.

Die Öffnung 6 in der Wandung des Schaftteils 2 bildet das distale Ende der Längsbohrung (vergleiche Position 5 gemäß Figur 1) des Schaftes der Hüftgelenkprothese 1. Sie ist als Langloch ausgebildet und dient einerseits dem Austritt von  
25 Wirkstoffen eines am Ende der Längsbohrung positionierten (nicht dargestellten) Wirkstoffspenders sowie andererseits dem Druckausgleich, wenn die Hüftgelenkprothese 1 mit ihrem Schaftteil 2 in den vorbereiteten Markraum eines Oberschenkelknochens eingebracht wird.

Die mit 7 bezeichnete Durchgangsbohrung am distalen Ende des Prothesenschaftes erstreckt sich quer zur Achse des Schaftteils 2. Diese Bohrung ist zur Aufnahme eines Fixationsmittels, beispielsweise eines Verriegelungs-Nagels, vorgesehen und in ihrem Durchmesser auf die möglichen Nagelabmessungen abgestimmt. Die Verwendung zusätzlicher Fixationsmittel erhöht in vorteilhafter Weise die Verdrehsicherheit und die axiale Belastbarkeit einer implantierten Prothese.

- 10 Es ist ersichtlich, daß gemäß der Erfindung auch extreme Schaftlängen, für Anwendungsfälle, in denen bisher Nägel angewendet werden mußten, als Schaftprothesen vorgesehen sein können.

In den Figuren 3 und 4 ist jeweils ein Querschnittsprofil des Kopfteils 3 (Schnitt längs der Linie A...A gemäß Figur 1) und ein Querschnittsprofil des Schaftteils 2 (Schnitt läng der Linie B...B gemäß Figur 1) schematisch dargestellt. Die sich in axialer Richtung erstreckenden Rippen 8, 9 an den Breitseiten des Kopfteils 3 bzw. an der Peripherie des Schaftteils 2 sind peripher durch Kreisbögen begrenzt. Die Durchgangsbohrung in dem elliptischen Querschnittsprofils des Kopfteils 3 ist mit 4, die zentrale Längsbohrung des Schaftteils 2 mit 5 bezeichnet.

- 25 Die in Figur 5 in Querschnittsdarstellung wiedergegebene Gelenkprothese 19 ist eine Weiterbildung der in Figur 1 dargestellten Gelenkprothese, wobei die hier dargestellte Gelenkprothese 19 eine erhöhte mechanische Festigkeit bzw. einen geringeren Verschleiß aufweist.

Die dargestellte Gelenkprothese 19 besteht - wie die bereits in Figur 1 dargestellte Gelenkprothese - im wesentlichen aus einem Kopfteil 20 und einem mit diesem durch einen Konusanschluß verbundenen Schaftteil 21. Die mechanische  
5 Verbindung von Kopfteil 20 und Schaftteil 21 erfolgt also kraftschlüssig, indem ein an das Schaftteil 21 angeformter konischer Zapfen 22 in eine in dem Kopfteil 20 angeordnete konische Bohrung hineingesteckt wird und mit dieser eine Preßpassung bildet. Zur Verspannung von Kopfteil 20 und  
10 Schaftteil 21 gegeneinander dient ein Zuganker, der durch einen Kanal 23 in dem Kopfteil 20 hindurchgeführt und in eine Gewindebohrung 24 in dem Schaftteil 21 eingeschraubt wird.

Bei derartigen Gelenkprothesen besteht das Problem, daß bei  
15 einer Biebelastung der Gelenkprothese am Mündungsrand der konischen Bohrung relativ große mechanische Spannungen auftreten. Die mechanischen Spannungsspitzen am Mündungsrand der konischen Bohrung rühren daher, daß bei einer Biegebelastung der Gelenkprothese 19 Zapfen 22 und Bohrung gegen-  
20 einander verschränkt werden, was zu einer Verringerung der wirksamen spannungsaufnehmenden Kontaktfläche zwischen Zapfen 22 und Bohrung führt.

Im Extremfall berührt der Zapfen 22 die Innenwand der Bohrung nur noch jeweils einseitig unmittelbar am Mündungsrand  
25 sowie auf der gegenüberliegenden Seite unmittelbar am Boden der Bohrung. Durch die Verringerung der wirksamen spannungsaufnehmenden Kontaktfläche entstehen deshalb insbesondere am Mündungsrand der Bohrung relativ große mechanische Spannungen.

Da die auf die Gelenkprothese 19 wirkende Biegebelastung in der Regel zeitlich nicht konstant ist, sondern hinsichtlich Betrag und Richtung entsprechend den natürlichen Belastungszuständen der Gelenkprothese 19 Schwankungen unterliegt, treten zwischen Zapfen 22 und Bohrung Mikrobewegungen auf. Diese Mikrobewegungen führen in Verbindung mit den am Mündungsrand der Bohrung auftretenden lokalen Spannungsspitzen zu einem Materialabtrag und damit zu einem frühzeitigen Verschleiß, was auch als Fretting bezeichnet wird.

- 10 Zur Verringerung dieser Abnutzungserscheinungen weist das Kopfteil 20 - im Gegensatz zu der in Figur 1 dargestellten Gelenkprothese - deshalb an der Außenwand nahe dem unteren Ende eine in Bezug auf die Längsachse der Bohrung umlaufende Einkerbung 25 auf. Durch diese Einkerbung 25 wird die
- 15 Wandstärke des Kopfteils 20 verringert und damit die Nachgiebigkeit der Zapfenaufnahme gegenüber einer Verschränkung des Zapfens 22 erhöht. Wird der Zapfen 22 infolge einer Biegebeanspruchung der Gelenkprothese 19 gegenüber der Bohrung verschränkt, so gibt die Zapfenaufnahme - also die In-
- 20 nenkontur der Bohrung - dem Zapfen 22 nach und paßt sich der veränderten Stellung des Zapfens 22 an.

Durch diese elastische Anpassung der Zapfenaufnahme wird die wirksame spannungsaufnehmende Kontaktfläche zwischen Bohrung und Zapfen auch bei einer Biegebelastung der Gelenkprothese 19 nur unwesentlich verringert, was zu einer

25 Verringerung der am Mündungsrand der Bohrung auftretenden mechanischen Belastung führt und den Verschleiß der Gelenkprothese 19 mindert.

Die in Figur 6 gezeigte Querschnittsdarstellung des Kopf-

30 teils 20 der in Figur 5 wiedergegebenen Gelenkprothese ver-

deutlicht die Form und die Anordnung der Einkerbung 25 in dem Kopfteil 20. So weist die Einkerbung 25 zunächst eine entlang der Längsachse des Kopfteils 20 zu deren Ende hin zunehmende Tiefe auf.

- 5 Einerseits wird dadurch erreicht, daß sich die Zapfenaufnahme - also die Innenkontur der Bohrung 26 - bei relativ geringen Biegebelastungen der Gelenkprothese und entsprechend geringen Verschränkungen von Zapfen und Bohrung 26 der veränderten Stellung des Zapfens gut anpaßt, was trotz  
10 der Verschränkung von Zapfen und Bohrung 26 zu einer relativ großen wirksamen spannungsaufnehmenden Kontaktfläche zwischen Zapfen und Bohrung 26 und damit zu einer Verringerung der mechanischen Belastung führt.

- Andererseits wird durch die entlang der Längsachse des  
15 Kopfteils 20 nach oben hin abnehmende Nachgiebigkeit der Zapfenaufnahme sichergestellt, daß die Zapfenaufnahme - also die Innenkontur der Bohrung 26 - bei größeren Biegebelastungen der Gelenkprothese nur unwesentlich nachgibt, was für eine sichere, weitgehend spielfreie Führung des Zapfens  
20 unerlässlich ist. Die Zapfenaufnahme ist also bei relativ geringen Biegebelastungen relativ weich, was zu einer Verringerung der mechanischen Spannungen am Mündungsrand der Bohrung 26 führt, wird jedoch mit zunehmender Biegebeanspruchung härter, was einer sicheren Führung des Zapfens  
25 dient.

- Die Einkerbung 25 führt einerseits zu einer Verringerung der mechanischen Spannung am Mündungsrand der Bohrung 26. Andererseits stellt die Einkerbung 25 jedoch eine mechanische Schwachstelle in dem Kopfteil 20 dar, die die Gefahr  
30 der Rißbildung und daraus folgend des mechanischen Versa-

gens der Gelenkprothese in sich birgt. Um diese Gefahr zu verringern, weist die Einkerbung 25 eine glatte Form ohne hervorspringende oder einspringende Ecken oder Kanten auf. So läuft die Einkerbung 25 an deren oberem Ende glatt in  
5 der Außenwand des Kopfteils 20 aus, ohne einen Knick oder gar eine Stufe zu bilden. Hierdurch werden die in der Einkerbung 25 auftretenden Kerbspannungen und damit die Gefahr der Rißbildung verringert.

Weiterhin zeigt Figur 6 den Verlauf der in der Zapfenauf-  
10 nahme auftretenden mechanischen Spannung entlang der Längsachse der Bohrung 26. Die gestrichelte Linie zeigt hierbei zum Vergleich den Spannungsverlauf bei der in Figur 1 dargestellten Gelenkprothese, während die durchgezogene Linie den Verlauf der mechanischen Spannung bei der vorstehend  
15 beschriebenen Gelenkprothese mit der Einkerbung 25 zeigt.

Bei der Gelenkprothese gemäß Figur 1 ist der Verlauf der mechanischen Spannung entlang der Längsachse der Bohrung 26 sehr stark nichtlinear. So ist die Spannung im oberen Bereich der Bohrung 26 relativ gering und nimmt in der Nähe  
20 des Mündungsrandes bis auf den Wert  $\sigma_{\text{MAX,Alt}}$  zu.

Bei der vorstehend beschriebenen Gelenkprothese ist der Spannungsverlauf entlang der Längsachse der Bohrung 26 dagegen wesentlich gleichmäßiger, was vorteilhaft in einer wesentlich geringeren Maximalspannung  $\sigma_{\text{MAX,neu}}$  resultiert.

25 Die Form der Einkerbung 25 ist detailliert aus Figur 7 ersichtlich, die den Ausschnitt I aus Figur 2 wiedergibt. Diese Darstellung verdeutlicht, daß die Einkerbung 25 unsymmetrisch ist und eine zum Ende des Zapfens hin zunehmende Tiefe aufweist. Die Einkerbung 25 weist also zwei Flan-

./..

- 18 -

ken 27, 28 unterschiedlicher Steigung auf, wobei die dem  
Zapfenende zugewandte Flanke 27 relativ steil verläuft und  
nur eine geringe Längserstreckung aufweist, während die dem  
Zapfenende abgewandte Flanke 28 relativ flach, aber lange-  
5 streckt ist und in der Zapfenwand ausläuft.

Die Erfindung beschränkt sich in ihrer Ausführung nicht auf  
das vorstehend angegebene bevorzugte Ausführungsbeispiel.  
Vielmehr ist eine Anzahl von Varianten denkbar, welche von  
der dargestellten Lösung auch bei grundsätzlich anders ge-  
10 arteten Ausführungen Gebrauch macht.

\* \* \* \* \*

./..

Ansprüche

1. Modulare Hüftgelenkprothese (1), welche aus einem mit einem Anschluß für eine Gelenkkugel versehenen Kopfteil (3) und einem Schaftteil (2) zusammenfügbar ist, wobei das Schaftteil (2) mit dem Kopfteil (3) mittels einer Steckver-  
5 bindung mit diesem verbindbar ist und Mittel zur Arretierung der Steckverbindung vorgesehen sind,

dadurch gekennzeichnet,

daß die Steckverbindung im Bereich des Adamschen Bogens vorgesehen ist, und

- 10 daß die Kontur von Kopf- und Schaftteil (2, 3) im Verbindungsbereich im Längsschnitt unabhängig von der jeweiligen relativen Ausrichtung der beiden Teile mit Ausnahme eines Spalts im unmittelbaren Anschlußbereich ohne wesentliche Richtungsänderung aneinander anschließt.

- 15 2. Modulare Hüftgelenkprothese (1) nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Schaftteil (2) sich im Anschlußbereich zum Kopfteil (3) hin kegelstumpffartig erweitert.

- 20 3. Modulare Hüftgelenkprothese (1) nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Neigung des sich kegelstumpffartig erweiternden Bereichs durch die Neigung der Kontur des Kopfteils (3) im Anschlußbereich fortgesetzt wird.

4. Modulare Hüftgelenkprothese (1) nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das Kopfteil (3) ein sich in proximaler Richtung erweiterndes Längsschnittprofil (Ansicht von dorsal/frontal) aufweist,  
5 das an seiner lateralen Seite durch zwei, einen stumpfen Winkel einschließende Geraden (13, 14) und an seiner medialen Seite durch einen konkaven Bogenbereich (12) begrenzt ist, wobei die distal befindliche Gerade (13) des Geradenpaares und das Bogenstück (12) sich jeweils in einer Geraden (10, 11) fortsetzen, welche das sich nach distal konisch verjüngende Längsschnittsprofil eines sich unterhalb des Einsteckkonus befindlichen proximalen Abschnitts (2.1) des Schaftteils (2) begrenzen.

5. Modulare Hüftgelenkprothese (1) nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Basis (15) des Kopfteils (3) in allen Ebenen ein im wesentlichen elliptisches Querschnittsprofil aufweist.

6. Modulare Hüftgelenkprothese (1) nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß die große Halbachse der Querschnitts-Ellipse nach distal kontinuierlich abimmt.

7. Modulare Hüftgelenkprothese (1) nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das proximale Ende des Schaftteils (2) unterhalb des Einsteckkonus als Kegelstumpf (2.1) ausgebildet ist, welcher sich nach distal bis auf das  
25 Durchmesser-Endmaß des Schaftes verjüngt.

8. Modulare Hüftgelenkprothese (1) nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Höhe des Kegelstumpfes (2.1) einem Viertel bis einem Fünftel der wirksamen Schaftlänge entspricht.
- 5 9. Modulare Hüftgelenkprothese (1) nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß der sich an das distale Ende des Kegelstumpfes (2.1) anschließende Abschnitt des Schaftteils (2) eine gleichmäßige Krümmung nach frontal aufweist.
- 10 10. Modulare Hüftgelenkprothese (1) nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Schaftteil (2) eine in Richtung der Schaftachse verlaufende Längsbohrung (5) aufweist.
- 15 11. Modulare Hüftgelenkprothese (1) nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß die Längsbohrung (5) an ihrem distalen Ende in mindestens eine seitlich Öffnung (6) in der Schaftwandung ausläuft.
12. Modulare Hüftgelenkprothese (1) nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, daß die seitliche Öffnung (6) die Form eines Langloches aufweist.
- 20 13. Modulare Hüftgelenkprothese (1) nach einem der Ansprüche 9 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß zwischen dem distalen Ende der Längsbohrung (5) und dem distalen Ende

- 22 -

des Schaftteils (2) eine Querbohrung (7) zur Aufnahme eines zusätzlichen Fixierungsmittels vorgesehen ist.

14. Modulare Hüftgelenkprothese (1) nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß an den  
5 Breitseiten der Basis (15) des Kopfteils (2) eine Profilierung aus sich axial erstreckenden, verrundete Außenkanten aufweisende Rippen (8) vorgesehen ist.

15. Modulare Hüftgelenkprothese (1) nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das Schaft-  
10 teil (2) in seinem gekrümmt ausgebildeten Abschnitt eine Längsprofilierung aus verrundete Kanten aufweisenden Rippen (9) aufweist.

16. Modulare Hüftgelenkprothese (1) nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, daß die Rippen (9) gleichmäßig am  
15 Schaftumfang verteilt angeordnet sind.

17. Modulare Hüftgelenkprothese (19) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet,

daß das Kopfteil (20) und/oder das Schaftteil (21) an seiner Unterseite eine konische Bohrung aufweist,

20 daß das Schaftteil (21) an seiner Oberseite einen an die Bohrung angepaßten konischen Zapfen (22) zur Verbindung mit dem Kopfteil (20) oder einem weiteren Schaftteil aufweist,

./...

- 23 -

daß das Kopfteil (20) und/oder das Schaftteil (21) zur Verringerung der bei einer Biegebeanspruchung am Mündungsrand der Bohrung auftretenden mechanischen Belastung an der Außenwand in der Nähe des Mündungsendes eine umlaufende Einkerbung (25) aufweist.

18. Modulare Hüftgelenkprothese (19) nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß die Tiefe der Einkerbung (25) mindestens teilweise entlang der Längsachse der Bohrung zum Ende des Kopfteils (20) hin zunimmt.

10 19. Modulare Hüftgelenkprothese (19) nach Anspruch 8 oder 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Einkerbung (25) derart geformt ist, daß bei einer Biegebelastung die mechanische Spannung am Mündungsrand der Bohrung entlang der Längsachse der Bohrung mindestens in Mündungsnähe im wesentlichen einheitlich ist.

15

\* \* \* \* \*

1/7

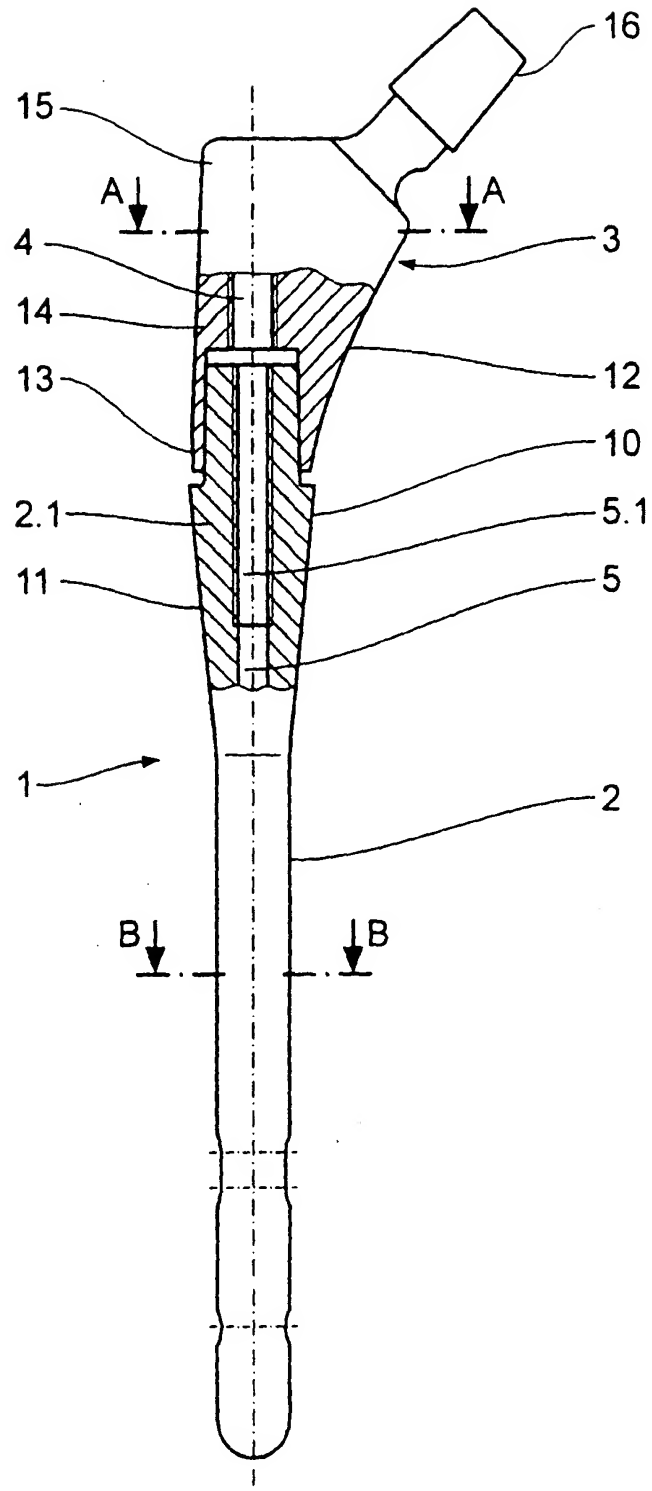


Fig.1

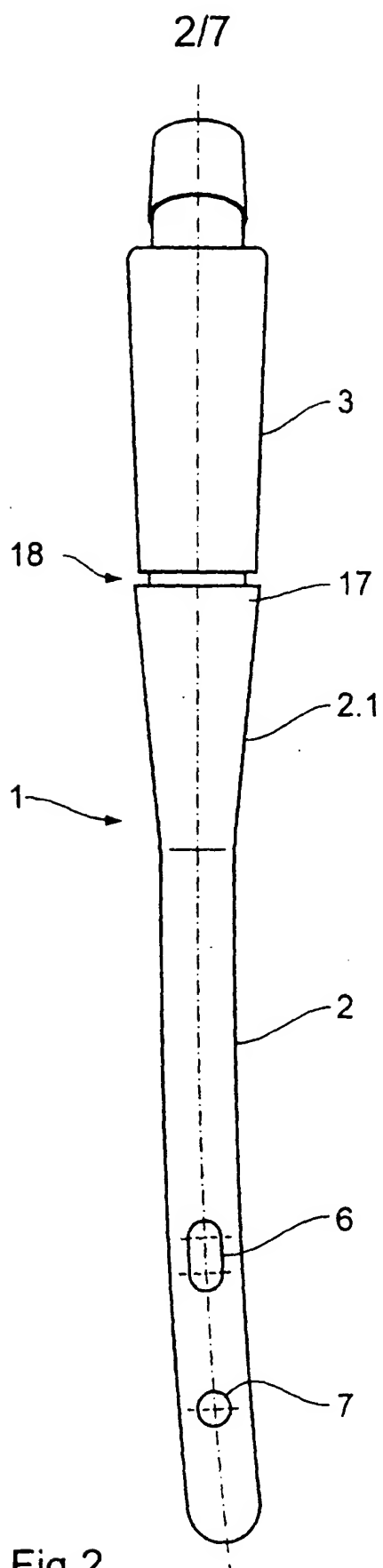


Fig.2

3/7

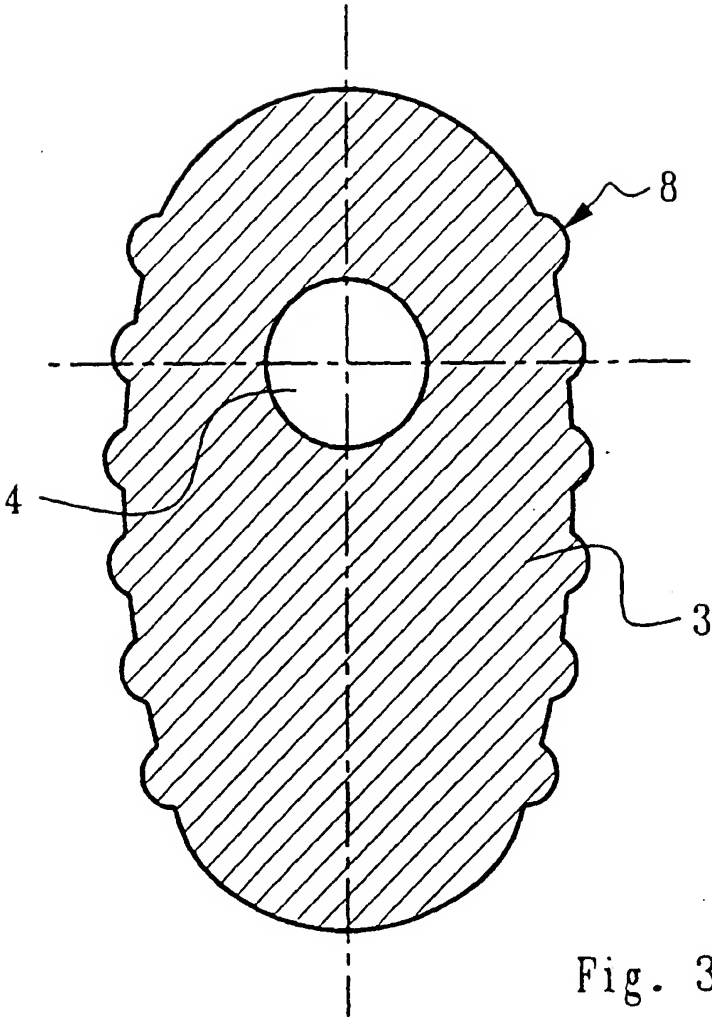


Fig. 3

4/7

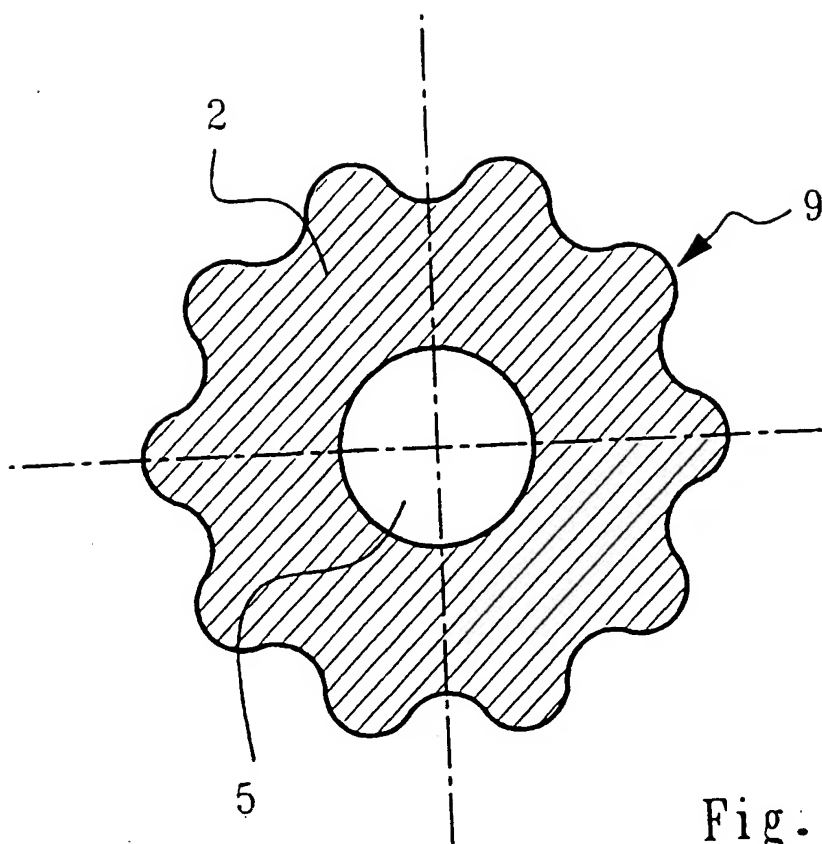


Fig. 4

5/7

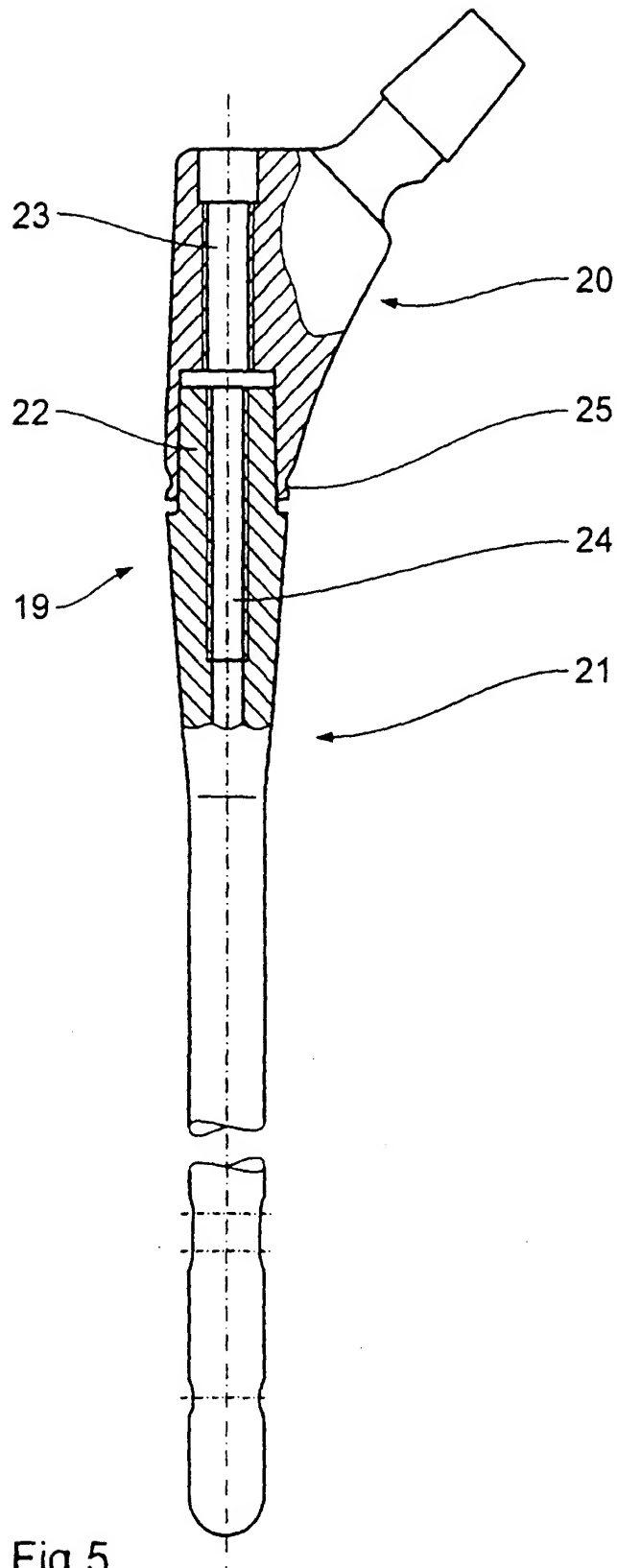


Fig. 5

6/7

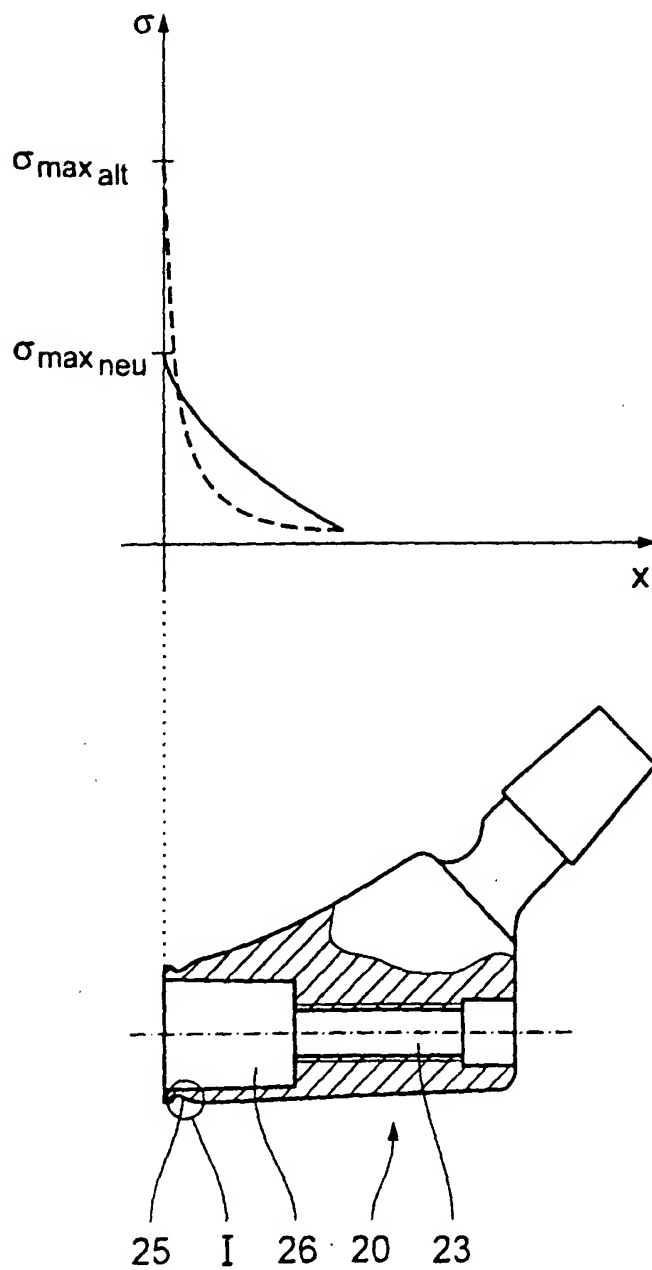


Fig.6

7/7

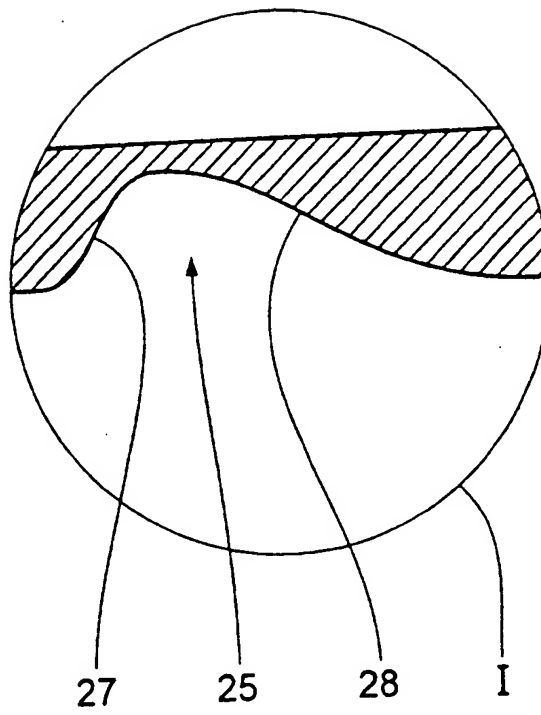


Fig.7

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

 Internat. Application No  
 PCT/DE 95/01655

 A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER  
 IPC 6 A61F2/36

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

 Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)  
 IPC 6 A61F

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	EP,A,0 190 981 (RHENTER) 13 August 1986 see page 4, line 34 - page 5, line 19  see page 6, line 14 - page 7, line 14; claims 1,2; figures 1,3 ---	1,5,6 2,3,7,8, 10-12, 14-17
Y A	EP,A,0 000 549 (BAYER) 7 February 1979 see abstract; claim 1; figure 5 ---	2,3,7,8 10
Y A	EP,A,0 462 357 (HOWMEDICA) 27 December 1991 see the whole document ---	10-12 13
Y	DE,U,94 01 529 (ARTOS MEDIZINISCHE PRODUKTE) 11 May 1994 see page 8, line 13 - page 10, line 2; figures 3,5,5A ---	14-16
	-/--	

☒ Further documents are listed in the continuation of box C.☒ Patent family members are listed in annex.

## \* Special categories of cited documents:

- \*A\* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- \*E\* earlier document but published on or after the international filing date
- \*L\* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- \*O\* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- \*P\* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- \*T\* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- \*X\* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- \*Y\* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
- \*&\* document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

15 April 1996

Date of completion of the international search report

26.04.96

Name and mailing address of the ISA

 European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2  
 NL - 2280 HV Rijswijk  
 Tel. (+ 31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
 Fax (+ 31-70) 340-3016

Authorized officer

Klein, C

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Internat. Application No.

PCT/DE 95/01655

## C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	EP,A,0 611 558 (WRIGHT MEDICAL TECHNOLOGY) 24 August 1994 see figure 13 ---	17
A	EP,A,0 290 735 (GEBRÜDER SULZER) 17 November 1988 see abstract; figures 1-3 ---	1,3,5
A	EP,A,0 611 225 (MEDINOV) 17 August 1994 see abstract; figures 1-5 ---	1,3,9
A	EP,A,0 356 376 (GEBRÜDER SULZER) 28 February 1990 see claims 1,3; figures 1-3 ---	12
A	EP,A,0 465 436 (CREMASCOLI) 8 January 1992 see abstract; figures 1,4 ---	13
A	EP,A,0 623 321 (BRISTOL-MYERS SQUIBB COMPANY) 9 November 1994 see abstract; figures ---	15,16
P,X	DE,U,94 18 963 (ARTOS MEDIZINISCHE PRODUKTE) 26 January 1995 see page 8, line 31 - page 10, line 14; figures 1,1A,2 ---	1-16
A	EP,A,0 243 298 (MECRON MEDIZINISCHE PRODUKTE) 28 October 1987 cited in the application -----	

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No  
PCT/DE 95/01655

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP-A-190981	13-08-86	FR-A- 2576777 JP-A- 61176342 US-A- 4693724	08-08-86 08-08-86 15-09-87
EP-A-549	07-02-79	DE-A- 2734249 JP-A- 54027295	08-02-79 01-03-79
EP-A-462357	27-12-91	DE-U- 9006893 CA-A- 2045011 DE-D- 59101545 ES-T- 2053214 JP-A- 6063068	23-08-90 21-12-91 09-06-94 16-07-94 08-03-94
DE-U-9401529	11-05-94	EP-A- 0669116	30-08-95
EP-A-611558	24-08-94	AU-B- 5380194 BR-A- 9400578 CA-A- 2115633 JP-A- 7088124	18-08-94 22-11-94 17-08-94 04-04-95
EP-A-290735	17-11-88	CH-A- 671689	29-09-89
EP-A-611225	17-08-94	FR-A- 2701205	12-08-94
EP-A-356376	28-02-90	CH-A- 675825 US-A- 5019106	15-11-90 28-05-91
EP-A-465436	08-01-92	IT-B- 1250907	21-04-95
EP-A-623321	09-11-94	DE-C- 4315143	08-12-94
DE-U-9418963	26-01-95	NONE	
EP-A-243298	28-10-87	DE-U- 8611697 DE-A- 3785074 US-A- 4878917	19-06-86 06-05-93 07-11-89

# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internat. Aktenzeichen

PCT/DE 95/01655

## A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES

IPK 6 A61F2/36

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPK) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPK

## B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierte Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)

IPK 6 A61F

Recherchierte aber nicht zum Mindestprüfstoff gehorende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

## C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X Y	EP,A,0 190 981 (RHENTER) 13.August 1986 siehe Seite 4, Zeile 34 - Seite 5, Zeile 19  siehe Seite 6, Zeile 14 - Seite 7, Zeile 14; Ansprüche 1,2; Abbildungen 1,3 ---	1,5,6 2,3,7,8, 10-12, 14-17
Y A	EP,A,0 000 549 (BAYER) 7.Februar 1979 siehe Zusammenfassung; Anspruch 1; Abbildung 5 ---	2,3,7,8 10
Y A	EP,A,0 462 357 (HOWMEDICA) 27.Dezember 1991 siehe das ganze Dokument ---	10-12 13
	-/-	

☒ Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen

☒ Siehe Anhang Patentfamilie

\* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :

"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist

"E" älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist

"L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)

"O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht

"P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderscher Tätigkeit beruhend betrachtet werden

"Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderscher Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

"Z" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

15.April 1996

Abmeldedatum des internationalen Recherchenberichts

26.04.96

Name und Postanschrift der Internationale Recherchenbehörde  
Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+ 31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax (+ 31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Beauftragter

Klein, C

C.(Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
Y	DE,U,94 01 529 (ARTOS MEDIZINISCHE PRODUKTE) 11.Mai 1994 siehe Seite 8, Zeile 13 - Seite 10, Zeile 2; Abbildungen 3,5,5A ---	14-16
Y	EP,A,0 611 558 (WRIGHT MEDICAL TECHNOLOGY) 24.August 1994 siehe Abbildung 13 ---	17
A	EP,A,0 290 735 (GEBRÜDER SULZER) 17.November 1988 siehe Zusammenfassung; Abbildungen 1-3 ---	1,3,5
A	EP,A,0 611 225 (MEDINOV) 17.August 1994 siehe Zusammenfassung; Abbildungen 1-5 ---	1,3,9
A	EP,A,0 356 376 (GEBRÜDER SULZER) 28.Februar 1990 siehe Ansprüche 1,3; Abbildungen 1-3 ---	12
A	EP,A,0 465 436 (CREMASCOLI) 8.Januar 1992 siehe Zusammenfassung; Abbildungen 1,4 ---	13
A	EP,A,0 623 321 (BRISTOL-MYERS SQUIBB COMPANY) 9.November 1994 siehe Zusammenfassung; Abbildungen ---	15,16
P,X	DE,U,94 18 963 (ARTOS MEDIZINISCHE PRODUKTE) 26.Januar 1995 siehe Seite 8, Zeile 31 - Seite 10, Zeile 14; Abbildungen 1,1A,2 ---	1-16
A	EP,A,0 243 298 (MECRON MEDIZINISCHE PRODUKTE) 28.Oktober 1987 in der Anmeldung erwähnt -----	

# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internat. Aktenzeichen

PCT/DE 95/01655

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
EP-A-190981	13-08-86	FR-A- 2576777	08-08-86
		JP-A- 61176342	08-08-86
		US-A- 4693724	15-09-87
EP-A-549	07-02-79	DE-A- 2734249	08-02-79
		JP-A- 54027295	01-03-79
EP-A-462357	27-12-91	DE-U- 9006893	23-08-90
		CA-A- 2045011	21-12-91
		DE-D- 59101545	09-06-94
		ES-T- 2053214	16-07-94
		JP-A- 6063068	08-03-94
DE-U-9401529	11-05-94	EP-A- 0669116	30-08-95
EP-A-611558	24-08-94	AU-B- 5380194	18-08-94
		BR-A- 9400578	22-11-94
		CA-A- 2115633	17-08-94
		JP-A- 7088124	04-04-95
EP-A-290735	17-11-88	CH-A- 671689	29-09-89
EP-A-611225	17-08-94	FR-A- 2701205	12-08-94
EP-A-356376	28-02-90	CH-A- 675825	15-11-90
		US-A- 5019106	28-05-91
EP-A-465436	08-01-92	IT-B- 1250907	21-04-95
EP-A-623321	09-11-94	DE-C- 4315143	08-12-94
DE-U-9418963	26-01-95	KEINE	
EP-A-243298	28-10-87	DE-U- 8611697	19-06-86
		DE-A- 3785074	06-05-93
		US-A- 4878917	07-11-89